



Şekil hafızalı alaşımların biyomedikal uygulamaları

Emre Acar^{1*}

¹ Uçak Mühendisliği Bölümü, Erciyes Üniversitesi, Melikgazi, 38039, Kayseri

(İlk Geliş Tarihi 31 Mayıs 2018 ve Kabul Tarihi 14 Kasım 2018)

(DOI: 10.31590/ejosat.429048)

Öz

Şekil hafızalı alaşımlar ilgi çekici özelliklerinden dolayı birçok mühendislik uygulaması için potansiyel oluşturmaktadır. Mühendisliğe ek olarak, özellikle NiTi şekil hafızalı alaşımlarının mekanik özelliklerinin yanında biyouyumlu olmasından dolayı biyomedikal alanında da yaygın olarak kullanılabilen ve imalat maliyetlerinin düşmesi ile orantılı olarak kullanım oranının artacağı tahmin edilmektedir. Bu derleme makalesinde şekil hafızalı alaşımların genel özelliklerinden kısaca bahsedilmekte ve daha sonra bu alaşımların diş hekimliği, ortopedi ve genel cerrahi uygulamaları tanıtılmaktadır.

Anahtar kelimeler: Şekil hafızalı alaşımlar; biyomedikal; stent; martenzitik faz dönüşümü; akıllı malzemeler.

Biomedical applications of shape memory alloys

Abstract

Shape memory alloys are attractive materials for many engineering applications due to their superior and rare properties compared to conventional alloys. Beside good mechanical properties, good biocompatibility of NiTi alloys make these materials possible candidates for biomedical industries in addition to engineering applications. They are predicted to be used in biomedical field more widely as the manufacturing and processing costs can be decreased. In this review paper, general properties of shape memory alloys are documented and current/possible applications of these materials in dentistry, orthopedics and general surgery are discussed.

Key words: Shape memory alloys; biomedical; stent; martensitic phase transformations; smart materials.

¹ Sorumlu Yazar: Uçak Mühendisliği Bölümü, Erciyes Üniversitesi, Melikgazi, 38039, Kayseri, emreacar@erciyes.edu.tr

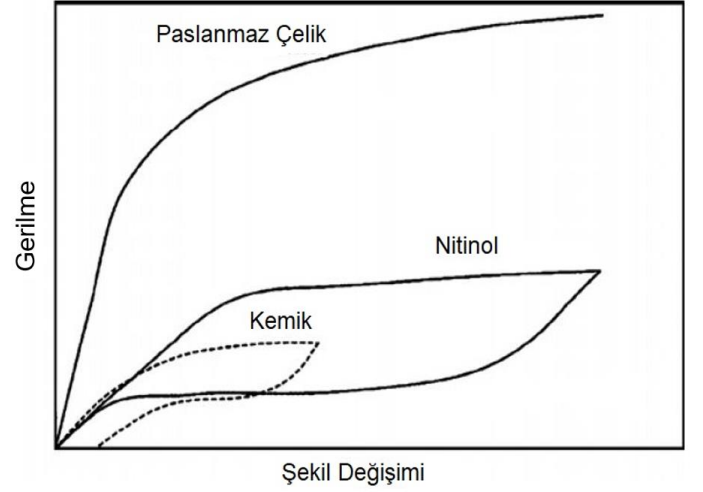
1. Giriş

Şekil hafızalı alaşımlar metalik akıllı malzemeler olup, ilgi çekici fiziksel (ör. Düşük yoğunluk vb.) ve mekanik özelliklerinden (ör. Mukavemet, yorulma direnci vb.) dolayı biyomedikal ve havacılık başta olmak üzere birçok endüstri biriminde kullanıma potansiyeli bulunmaktadır. Şekil hafızalı alaşımların en ilgi çekici iki özelliği “şekil hafıza” ve “süperelastisite” özelliğidir [1]. Geleneksel alaşım sistemlerinde bulunmayan bu iki nadir özellik tersinir termoelastik faz dönüşümü sayesinde gerçekleşmektedir. Bu faz dönüşümü sayesinde sıcaklık ve/veya kuvvet değişimi ile tersinir katı faz dönüşümleri ve bunun sonucu olarakta % 5-10’a kadar (şekil hafıza alaşım sistemine bağlı olarak) tersinir şekil değişimleri elde etmek mümkün olmaktadır [1]. Ayrıca oldukça yüksek mukavemet (>700 MPa) değerlerinde tersinir şekil değişimi sayesinde yüksek iş üretimi elde edilebilmekte ve bunun sonucu olarakta bu alaşımlar bir çok endüstriyel uygulama da kullanıma potansiyeli göstermektedir [2-6].

Biyomedikal alanında kullanılan şekil hafızalı alaşımlardan en yaygın olanı NiTi (Nitinol) alaşımlarıdır [7]. Bu alaşım sisteminin tercih edilmesinin en önemli nedenleri ise biyoyoumluluğu, korozyon direnci ve yorulma direnci olarak sayılabilir [7-8]. Bununla birlikte NiTi alaşımlarının manyetik rezonans görüntüleme ve bilgisayarlı tomografi işlemlerinde uyumlu olduğu bilinmektedir [9-10].

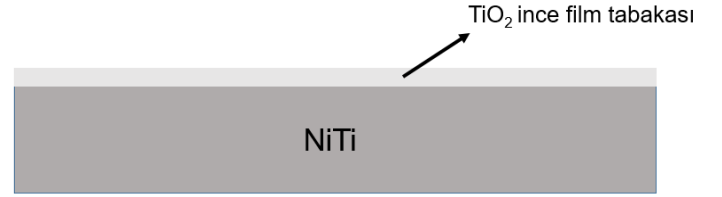
Biyomedikal uygulamalarda biyoyoumluluk en gerekli özelliklerin başında gelmektedir. NiTi alaşımlarının biyomedikal uygulamalarda kullanımında en çok karşılaşılan endişe, Ni elementinin vücuda salınımının zararlı ve kanserojen oluşudur [11]. Ancak burada bilinmesi gereken Ni elementi Ti ile alaşım yaptığı zaman bu zararlı etkinin ortadan kalktığıdır. NiTi alaşımları vücut ile etkileşime geçtiği zaman, kullanılan NiTi alaşımının yüzeyinde TiO₂ ince film tabakası oluşmaktadır [9]. Bu ince tabaka hem Ni elementinin vücuda salınımını ihmal edilebilir düzeyde tutmakta hemde NiTi alaşımının vücut sıvısı ile reaksiyonunu engelleyerek korozyon hızını azaltmaktadır [9-10]. Daha önce yapılan çalışmalarda NiTi alaşımlarının biyoyoumluluğu ve korozyon dayanımının vücut içinde kullanılması için uygun olduğu bulunmuştur [12-13]. Bazı çalışmalarda NiTi alaşımları üzerine osteoblast ve fibroblast hücre kültürleri uygulanmış ve bu alaşımların sitotoksisite (cytotoxicity) ve korozyon hızları incelenmiştir. Sonuç olarak herhangi bir toksik etkilerinin olmadığı sonucuna varılmıştır [10]. Diğer bir çalışmada ise NiTi alaşımları farelerin femur kemik kırıklarında iyileştirmeye yardımcı çivi olarak kullanılmıştır. Yapılan incelemeler sonucunda NiTi alaşımlarının geleneksel paslanmaz çelikten imal edilmiş femur çivilerine göre iyileşmede daha etkin olduğu ve yine paslanmaz çelik çivilere göre korozyona daha dayanıklı olduğu görülmüştür. Bu çalışmalar sonucunda, biyomedikal uygulamalarda NiTi alaşımlarının en az paslanmaz çelik ve Ti-6Al-4V alaşımları kadar hatta onlardan daha da iyi olduğu sonucuna varılmıştır [10].

Şekil 1’de NiTi, paslanmaz çelik ve kemiğin gerilme altındaki şekil değişim değerleri görülmektedir. Paslanmaz çeliğin tersinir şekil değişimi % 0.5 den az iken Nitinol alaşımları için bu değer % 8 den fazla olabilmektedir. Benzer şekilde kemikte tersinir şekil değişimi gösterebilmekte ancak bu değer % 1 civarındadır.



Şekil 1: Nitinol, paslanmaz çelik ve kemiğin gerilme-şekil değişimi grafiği [14]

NiTi alaşımının biyoyoumluluğunun iyi olması temel olarak yüzey özelliğinden kaynaklanmaktadır. Bilindiği gibi Ti, Ni elementine göre daha hızlı oksitlenmektedir. Bundan dolayı daha öncede bahsedildiği gibi alaşımın üzerinde TiO₂ pasivasyon tabakası oluşmaktadır [9]. Oluşan bu pasivasyon tabakası şematik olarak Şekil 2’de gösterilmektedir.



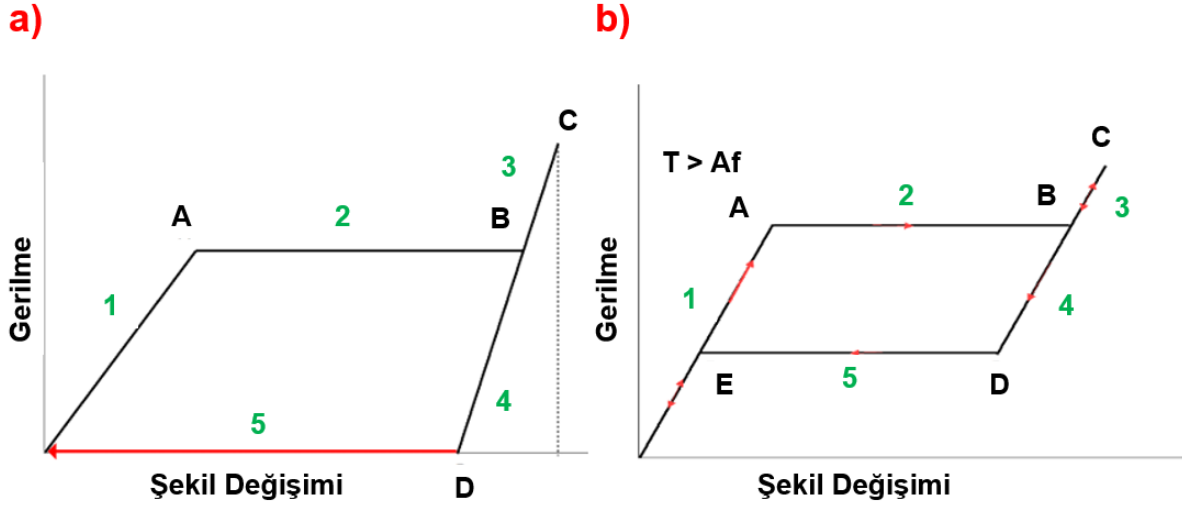
Şekil 2: TiO₂ pasivasyon tabakası şematik gösterim

Bu ince film tabakası, Ni iyonlarının vücuda geçmesini yüksek oranda engellemekte ve alaşımın korozif vücut sıvısında bile sağlam kalabilmesini sağlamaktadır. Vücut içinde kullanılan alaşımın yüzeyinin geniş olması (gözenekli alaşım yüzeylerinde olduğu gibi) ya da ortam sıvısının aşırı korozif olması durumunda (örneğin ağız içi) vücutta kullanılması düşünülen NiTi için dağlama, kaplama, ısıtma işlemi, laser eritme vb. gibi fazlardan yüzey iyileştirme tekniklerinin uygulanması gerekebilmektedir [15].

Bilindiği gibi şekil hafızalı alaşımlar çoğunlukla iki farklı faz yapısına sahiptir. Bunlardan bir tanesi düşük sıcaklıkta görülen “martenzit” fazı diğeri ise yüksek sıcaklıkta görülen “östenit” fazıdır [1]. Bu iki faz arasındaki temel fark kristal yapılarıdır. Yani atomların diziliş düzenlerinin farklı olmasıdır. Bu sayede sıcaklık ve/veya kuvvet/manyetik etki yardımı ile atomlar düzen değiştirdiğinde “katı faz dönüşümü” gerçekleşmektedir. Bu faz dönüşümünün tersinir olması durumunda ise eski halini hatırlayan şekil hafızalı alaşımlar ortaya çıkmaktadır. Daha öncede belirtildiği gibi şekil hafızalı alaşımların en temel iki fonksiyonel özelliği şekil hafıza etkisi ve süperelastisite’dir. Şekil 3’de şekil hafıza etkisi ve süperelastik etki şematik olarak gösterilmektedir. Şekil 3a tipik bir şekil hafıza davranışdır. Bu davranışın elde edilebilmesi için malzemenin martenzit fazında yani alaşım sistemine göre (ör. NiTi, TiAl vb) değişen düşük bir sıcaklıkta olması gerekmektedir [1].

Şekilde görülen 1. bölge martenzit fazının elastik deformasyonunu göstermektedir. 1. bölgenin bitiminde ise martenzit fazındaki ikizlenmeler uygulanan gerilmenin etkisi ile düzleşmektedir (de-twinning) ve bu durum 2. bölgenin sonuna kadar sürmektedir. 3. bölgede ise düzleşmiş ikiz yapılar elastik olarak deforme olmaktadır. Malzeme üzerindeki yük C noktasında kaldırılır ise malzeme üzerinde gerçekleşen elastik deformasyonlar geri kazanılacaktır. Ancak malzeme orijinal şekline geri dönemeyecek ve eğri D noktasına ulaşacaktır. Bu durumda malzeme üzerinde 2. bölgede gerçekleşen ikiz düzleşmesinden dolayı malzeme eski şekline geri dönememiştir. Malzemenin eski şeklini geri kazanması için (düzleşmiş ikiz yapıların eski halini alması

için) alaşımın ısıtılması gerekmektedir. Malzeme ısıtıldığı zaman östenit fazı için gerekli olan sıcaklığa çıkar ise malzeme orijinal fazı olan östenit fazına dönüşür ve böylece atomların eski pozisyonlarını alması sağlanır. Dolayısı ile malzeme deformasyondan önceki şeklini almış olur. Daha sonra soğutulan malzeme herhangi bir şekil değişimi geçirmeden teste başlangıç fazı olan martenzite dönüşür. Bu tersinir şekil değişimi şekil 3a'da 5. Bölge (kırmızı çizgi) ile gösterilmiştir [16].



Şekil 3: Şekil hafızalı alaşımlarda a) şekil hafıza etkisi ve b) süperelastik etki [16]

Şekil 3b' de ise tipik bir süperelastik davranış görülmektedir. Şekil hafızalı alaşımların bu davranışı gösterebilmeleri için malzemenin östenit fazında yani alaşım sistemine göre değişen yüksek bir sıcaklıkta olması gerekir. Şekil 3b'de gösterilen şematikte 1. bölge östenit fazının elastik deformasyonunu göstermektedir. Daha sonra A noktasında eğri plato şekline dönerek düzleşmektedir. A noktasında, östenit fazı uygulanan gerilmenin yardımı ile martenzit fazına dönüşmeye başlar ve bu faz dönüşümü AB eğrisi boyunca devam eder. Östenit-martenzit dönüşümü B noktasında teorik olarak tamamlanır ve eğrinin BC kısmı oluşan martenzit fazının elastik deformasyonunu gösterir. Uygulanan gerilme kaldırılır ise malzeme tekrar eski haline dönmeye başlayacaktır. Eğrinin CD kısmında martenzit üzerindeki elastik deformasyon geri kazanılır ve DE kısmı bize martenzit-östenit geri faz dönüşümünü ifade eder. Son kısımda ise östenit üzerindeki elastik deformasyon geri kazanılmış olur. Böylece malzeme testin başlangıcındaki östenit fazına yani orijinal şekline geri dönmüş olur [16].

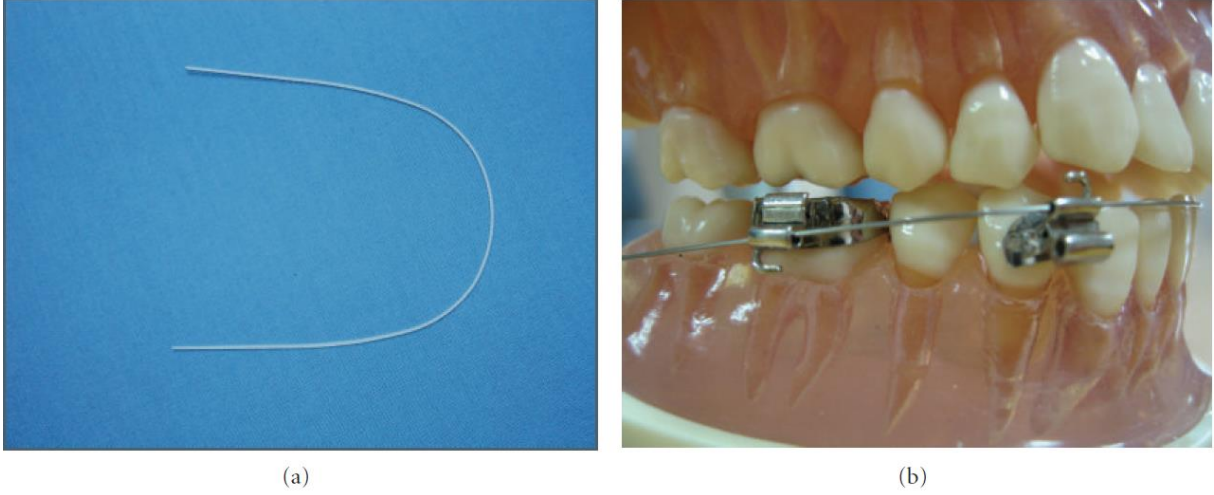
Şekil hafıza davranışlarına ek olarak biyomedikal uygulamalar için bir diğer önemli malzeme özelliği de yorulma dayanımıdır [17]. Vücut içerisinde kullanılan malzemeler tekrarlı yük ve şekil değişimlerine maruz kaldıklarından dolayı kullanılan cihazın görevini yapabilmesi için yorulma dayanımının istenen aralıklarda olması hayati önem taşır. Örneğin damarda kullanılan bir stentin yıllık yaklaşık tekrarlı şekil değişim sayısının 40 milyondan fazla olabileceği bilinmektedir [18-20]. Aynı şekilde kalp pillerinde

kullanılan iletken malzemelerin yıllık ortalama çevrim sayısı da oldukça yüksektir. Bundan dolayı vücut içinde kullanılacak malzemelerin biyouyumlu olması kadar yorulma dayanımının da iyi olması şarttır. NiTi alaşımları geleneksel malzemelere göre farklı bir mekanizma ile (ör. Faz dönüşümü, ikizlenme vb.) şekil değişimi gösterdiği için diğer metallerde kullanılan yorulma analiz modelleri bu akıllı malzemelerin davranışlarını açıklayamamaktadır. Bununla birlikte yorulma dayanımlarının geleneksel metalik biyomalzemelerden kötü olmadığı yapılan çalışmalar ile ortaya çıkarılmıştır [17-20].

2. Biyomedikal uygulamalar

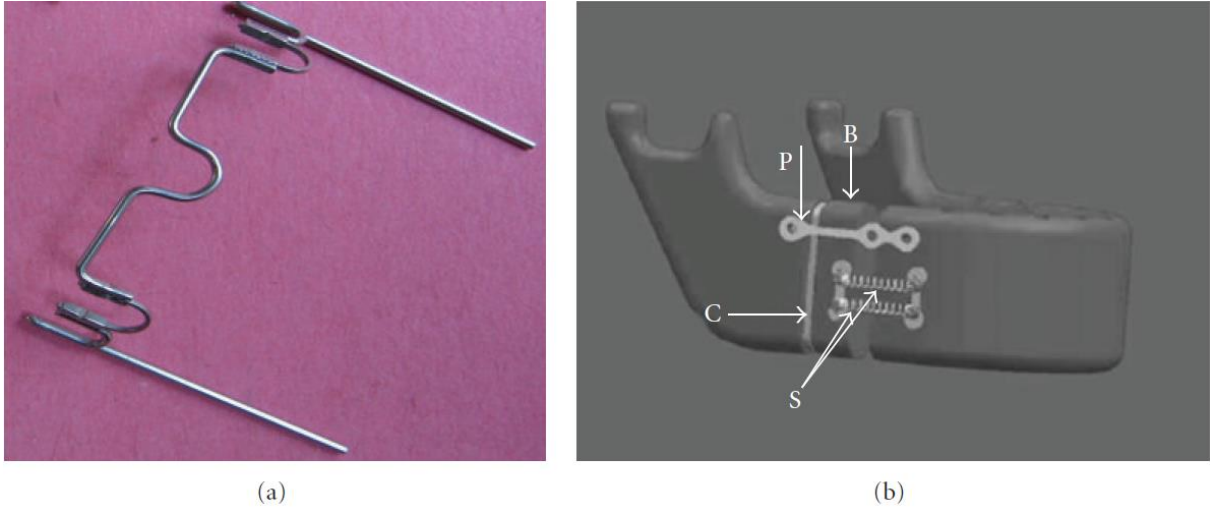
a. Diş hekimliği uygulamaları

Şekil hafızalı alaşımların biyomedikalde bilinen ilk uygulaması dişçilik alanında olmuştur. 1971 yılında yapılan araştırmalarda NiTi tellerinin sabit ve yeterli çekme kuvvetini uzun süreler boyunca uygulayabildiğini fark eden araştırmacılar, ortodonti de NiTi tellerinin paslanmaz çeliklere kıyas ile daha başarılı olduğunu görmüşlerdir [21]. Bu gelişmeden sonra malzeme bilimciler ve ortodontistler yoğun olarak bu malzemelerin klinik uygulamalarını araştırmaya başlamışlardır. Yapılan bu araştırmaların bir sonucu olarak, günümüzde halen NiTi telleri diğer metallere göre daha maliyetli olmasına rağmen ortodontide en çok kullanılan malzemeler arasında yer almaktadır [22]. Şekil 4' de NiTi alaşımlarından imal edilmiş ortodontik teller görülmektedir.



Şekil 4: a) NiTi telin dişlere uygulanmadan önceki hali ve b) NiTi telin gerdirme anahtarları ile birlikte ortodontik tedavilerde kullanım şekillerinden bir tanesi [23]

NiTi alaşımlarının ortodontik tel uygulamalarının yanında dişçilikte başka bir kullanım alanı da çene cerrahisidir. Şekil 5'te çene cerrahisinde kullanılan damak kemeri ve ortodontik distrakter görülmektedir.

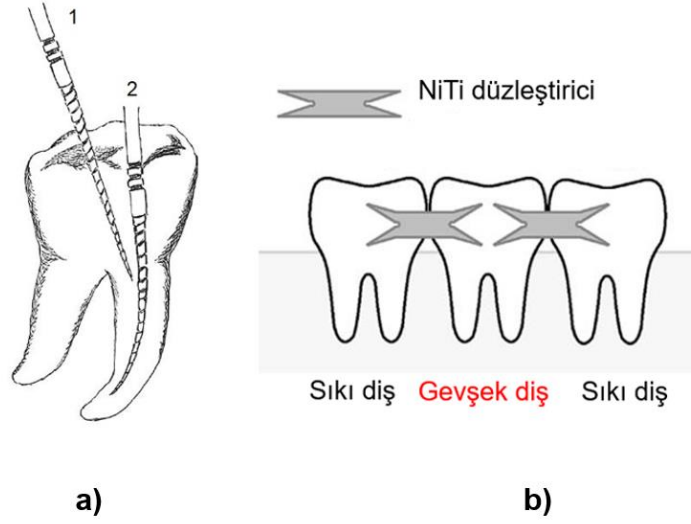


Şekil 5: a) NiTi damak açıcı ve b) NiTi ortodontik distrakter [24]

Yukarıdaki uygulamalarda şekil hafızalı alaşımların süperelastik özelliğinden yararlanılmaktadır. Bu tür uygulamalarda kullanılan malzemenin tedavi süresince dişlere ve damağa sabit yük uygulaması gerekmektedir. Diğer taraftan dokulara zarar vermemesi ve hiyalin oluşmaması için bu yükün düşük seviyelerde ve değişken olmaması gerekmektedir. Şekil hafızalı alaşımlar süperelastik özellikleri nedeniyle düşük seviyede bir yükü uzun süre sabit bir şekilde uygulayabilir. Ağız içi ortam sıcaklığının neredeyse sabit olduğunu düşünürsek şekil hafızalı alaşımlar ortodontik uygulamalar için geleneksel biyomedikal alaşımlara göre oldukça avantajlı bir duruma gelmektedir. Her hasta ve durum için uygulanması gereken kuvvet miktarı farklı olabilmektedir. Bundan dolayı şekil hafızalı alaşımın uygulayacağı kuvvet basit ısı işlemleri ile ayarlanabilmektedir [25].

Diğer taraftan ortodontik tel uygulamalarında paslanmaz çelik kullanılması durumunda tellerin gerdirilmesi için hastanın 3-4 haftada bir kontrole gitmesi gerekmektedir. Ancak şekil hafızalı alaşımların kullanılması durumunda ise gerdirme, malzemenin doğal süperelastik özelliğinden kaynaklandığı için uzun süreler gevşememektedir. Bundan dolayı hastanın yılda birkaç defa kontrol amaçlı hekimi görmesi yeterli olmaktadır [26]. Buda hasta için avantajlı bir durumdur.

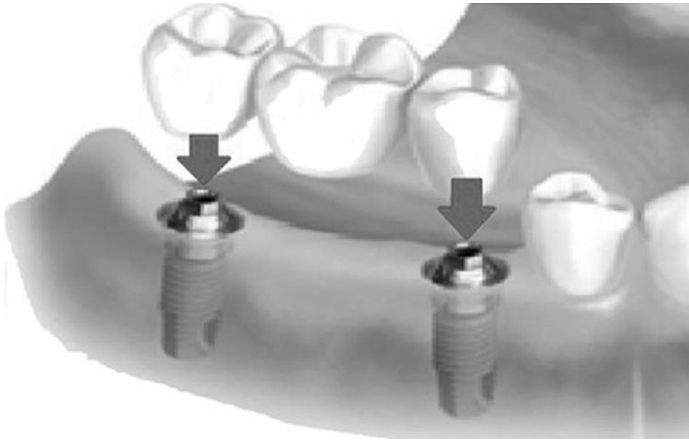
Şekil hafızalı alaşımların bir diğer başarılı uygulaması ise kanal tedavisinde kullanılan şekil 6a'da gösterilen diş frezleridir. 1 nolu diş frezi geleneksel alaşımlar ile üretilmiş, 2 nolu diş frezi ise Nitinolden üretilmiş bir diş frezidir. İki malzeme arasındaki esneklik farkı şekilden anlaşılmaktadır.



Şekil 6: a) NiTi diş frezi ve b) NiTi düzeltici [26]

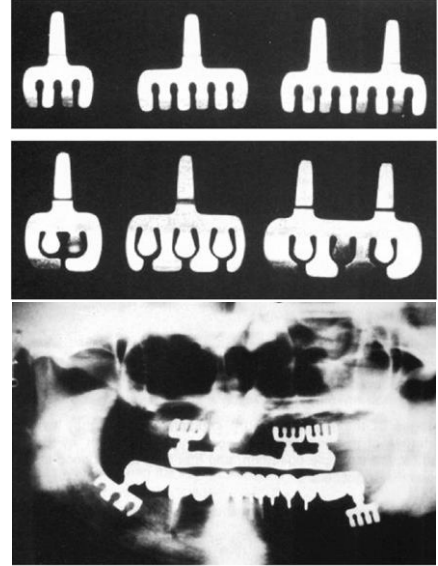
Endodonti de kullanılan diş frezlerinin hasarsız çalışabilmesi için esnekliklerinin yanında mukavemet ve yorulma ömürlerinin de yüksek olması gerekmektedir. Ancak böyle bir durumda frezler diş köklerine kadar kırılmadan ulaşabilir ve uzun süre kullanılabilir [27-28]. Şekil 6b ise yine ortodontide kullanılan düzeltici uygulamalarını göstermektedir. Bu uygulamada ise NiTi alaşımları iki sağlam diş arasında kalmış ve hareket eden gevşek dişi sağlamlaştırmak için kullanılmaktadır. Süperelastik alaşımlardan yararlanılarak, sallanan diş sağlam dişlere sabitlenmekte ve dişin düşmesi engellenebilmektedir [26].

Benzer olarak diğer bir uygulama ise ağız içerisinde kullanılan implantlardır. Şekil 7'de şekil hafızalı alaşımlardan imal edilmiş bir diş implantı görülmektedir.



Şekil 7: NiTi implant [29]

Bununla birlikte kemik içine yerleştirilebilen implant uygulamaları da mevcuttur. Şekil 8'de görüldüğü gibi NiTi den üretilmiş implant damak içerisine yerleştirilebilir. Bu tür uygulamalarda şekil hafızalı implantlar malzeme östenit fazında iken üretilir ve uçları keskin bırakılır.



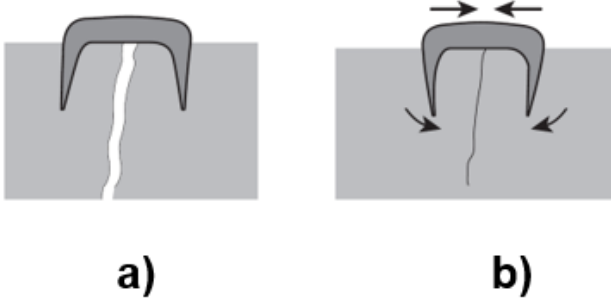
Şekil 8: Kök tipi çene implantı [29]

Daha sonra oda sıcaklığında yani malzeme martenzit fazında iken implantın uçları düzleştirilir ve damak içerisine yerleştirilir. Daha sonra vücut ısısı ile sıcaklığı artan implant faz dönüşümü geçirecek orijinal fazı olan östenite döner ve bu sayede kendiliğinden damak içerisine batır ve tutunur. Böylece yapıştırıcı vb. kullanmadan implant ağız içerisine yerleştirilmiş olur [29]. Burada önemli olan malzeme faz dönüşüm sıcaklıklarının vücut sıcaklığına göre ayarlanmış olması gerektiğidir. Malzeme vücut sıcaklığında östenit fazında ve implantın yerleştirildiği oda sıcaklığında martenzit fazında olmalıdır. Buda malzeme üzerinde yapılacak termomekanik işlemler ile mümkündür.

b. Ortopedi uygulamaları

Şekil hafızalı alaşımların diğer bir uygulama alanı ise ortopedidir. Bu akıllı alaşımlar genelde birbirinden ayrılmış kemikleri tekrar eski haline getirmek için kullanılır. Birleştirilecek kemikler önce birbirine tesbit edilir daha sonra ise sıkıştırma kuvveti uygulanarak belli bir süre bir arada tutulmalıdır. Diğer taraftan bu tedavide kullanılacak malzemenin biyouyumlu, sıkıştırma kuvveti uygulamaya

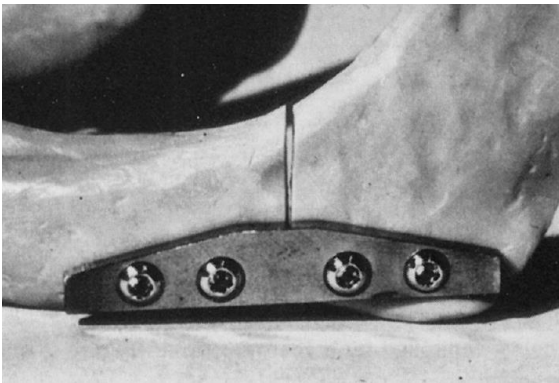
uygun ve invazif olması gerekmektedir. Tüm bu ihtiyaçlar şekil hafızalı alaşımlar tarafından etkin bir şekilde karşılanabilmektedir [30]. Ayrıca bu alaşımların süperelastik özelliklerinden dolayı doğal olarak uygulayabildikleri sıkıştırma kuvvetleri, şekil hafızalı alaşımları ön plana çıkarmaktadır. Şekil 9’ da şekil hafızalı alaşımlardan imal edilmiş ortopedik bir zımba görülmektedir.



Şekil 9: Şekil hafızalı alaşım ortopedik zımba [29]

Ortopedik zımba şekil hafızalı alaşımlardan üretilebilecek en basit ve etkili mekanizmalardan biridir. Zımba oda sıcaklığında ve martenzit fazında iken biraraya getirilmek istenen bölgeye uygulanır ve malzemeye istenen şekil verilebilir (Şekil 9a). Şekildeki durumda zımbanın uçları bir miktar açılır. Daha sonra zımba vücut sıcaklığına erişince martenzit fazı atomları düzen değiştirerek östenit fazına dönüşür ve zımba ilk üretildiği şekli almak ister. Yani zımbanın açılan ayakları faz dönüşümü etkisi ile kapanmak ister (Şekil 9b) ve ayrılmış iki kemik parçası böylece birleştirilmiş olur [29-30]. Zımba ayaklarının kapanmak istemesi ile oluşan sıkıştırma kuvveti ortam sıcaklığı değişmediği sürece var olmaya devam eder. Bu şekilde doğal olarak uygulanan bir sıkıştırma kuvveti elde edilmiş olur. Bu mekanizma eklem-içi, çene ve yüz kırıkları gibi birçok kırıkta başarı ile uygulanabilmiştir. Diğer taraftan bu yöntemin tıbbi operasyon süresini azaltarak klinik açıdan avantaj sağladığı bildirilmiştir [31-33].

Buna benzer bir uygulama ise kırık bölgesine vida yardımı ile uygulanan protezlerdir. Şekil 10’da gösterilen protez, kırık bölgesindeki kemiklerin düz tutulması için vida yardımı ile kemiklere tutturulur ve özellikle çene, yüz, burun vb. gibi dış alçılamanın zor olduğu bölgelerde kullanılabilir [26,34].



Şekil 10: Şekil hafızalı alaşımdan imal edilmiş protez [26]

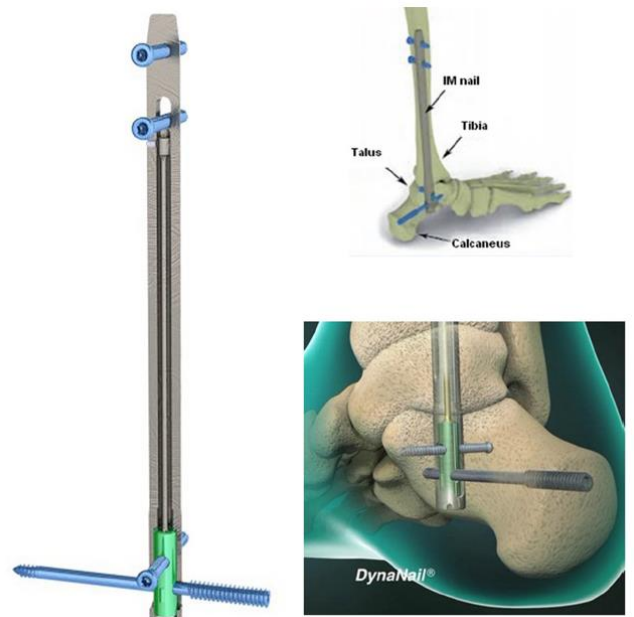
Diğer bir uygulama ise eksternal fiksator uygulamalarıdır. Şekil 11’ de gösterilen fiksatorler martenzit fazında deforme

edilir (genişletilir) ve tesbit edilecek yere yerleştirilir. Daha sonra fiksatorün sıcaklığı vücut sıcaklığına ulaşınca malzeme östenit fazına geçmiş olur ve böylece ilk şeklini geri alır. Böylece tedavi bölgesini sarar ve o bölgeye doğal olarak (malzeme tarafından üretilen) bir baskı kuvveti uygulanır. Yapılan çalışmalarda bu baskı kuvvetinin iyileştirmeyi hızlandırdığı bulunmuştur [34].



Şekil 11: Şekil hafızalı alaşımdan imal edilmiş eksternal fiksatorler [26]

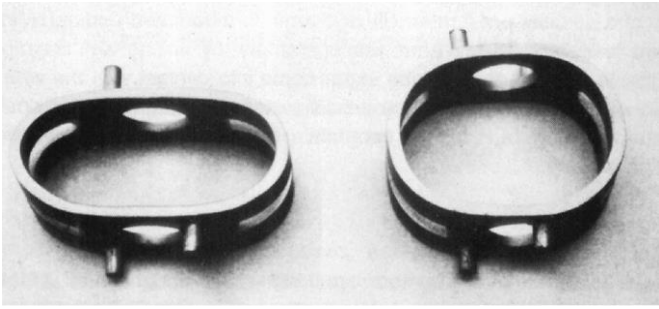
Şekil hafızalı alaşımların ortopedi de kullanılan diğer önemli bir uygulaması ise kemik içi çivi uygulamalarıdır [36-37]. Bu tür uygulamalar genelde uzun kemiklerin tedavilerinde kemik içine metal bir çubuğun yerleştirilmesi şeklinde yapılır. Şekil 12’de kemik içi çivi uygulaması görülmektedir.



Şekil 12: Şekil hafızalı alaşım kemik içi çivi uygulaması [37]

Bu uygulamada çivi martenzit fazında iken emik içine yerleştirilir ve vücut sıcaklığında ulaştığında ise malzeme östenit fazına geçeceğinden orjinal halini alır ve sıkışma sağlanır. Bu tür uygulamalar, bileklerde oluşabilecek yumuşak doku hasarlarında da hastanın ağrısını azaltmakta yararlı olabilmektedir [36-37].

Şekil hafızalı alaşımların ortopedide diğer bir kullanım yeri ise omurga hasarlarıdır. Şekil 13'de omurga zedelenmelerinde kullanılan şekil hafızalı alaşım omurga bileziği görülmektedir [29]. Omurga bilezikleri kas ve ya lif gevşeklikleri sonucunda oluşabilecek omurga dengesizliklerini gidermede kullanılmaktadır. Omurga dengesizliğinin olması durumunda iki kemik arasında normalin dışında eğilme olabilir. Buda spinal kanalın sıkışmasına neden olabilir. Geleneksel vida kullanma yöntemine göre uygulaması çok daha basit ve bununla birlikte omur ve sinir zedelenme riski açısından daha güvenilir bir yöntem olduğu yapılan çalışmalarda ortaya çıkarılmıştır [38-39].



Şekil 13: Omurga bileziği [29]

Şekil hafızalı alaşımlardan yapılmış omurga bilezikleri skolyoz benzeri hastalıkların tedavisinde de başarı ile kullanılabilir [40]. Sahip oldukları süperelastik özellikten dolayı iki omur arasına yerleştirilen bilezik sabit bir geri yük uygulamakta ve tedavi sırasında istenmeyen omurga oynamalarını engellemektedir. Süperelastik özellik sayesinde sürekli ve sabit bir yük oluşmakta ve hastanın duruş pozisyonuna bağlı olmaksızın etkiyen bu yük ile hastanın hareket kabiliyeti artmaktadır [40-41].

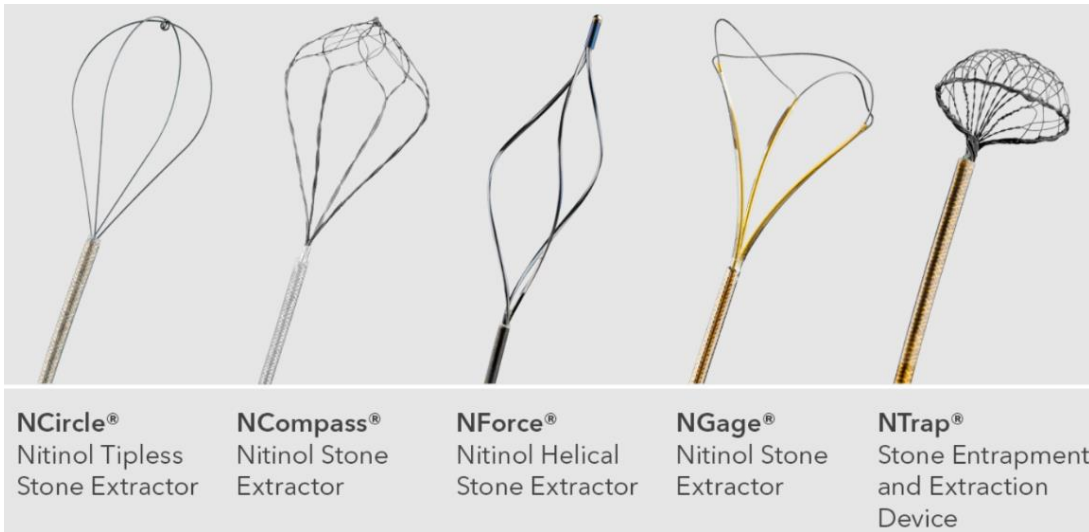
Skolyoz tedavisinde kullanılan farklı bir cihaz ise şekil hafızalı fiksatorlerdir [41]. Yapılan çalışmalar ile NiTi ile geleneksel biyomedikal Ti alaşımları skolyoz tedavisinde fiksator olarak kullanılmış ve NiTi alaşımlarının daha güvenli ve kademeli olarak iyileşme sağladığı görülmüştür. Ayrıca bu hastalarda fiksator protezden dolayı herhangi bir sinirsel ya da kas komplikasyon şikayetine rastlanmamıştır [41].

c. Genel cerrahi uygulamaları

Şekil hafızalı alaşımların biyomedikalde bir diğer uygulama alanı ise genel cerrahidir. Özellikle endoskopik uygulamalarda kullanılan mini cihazlar şekil hafızalı alaşımların fonksiyonel özelliklerini kullanmaktadır. Mini boyutlarda tasarlanan cerrahi aletler kullanılarak insan vücudunda açılan küçük delikler ile iç organlara müdahale etmek mümkün olmaktadır. Buda hastalara daha az komplikasyon, daha az ağrı ve hızlı iyileşme gibi avantajlar sağlamaktadır [42].

Bununla beraber endoskopi uygulamalarda cerrahi aletler dar bölgelerde çalışmak zorunda olduklarından, bu aletlerin oldukça esnek, kıvrılmaya dayanıklı ve bazı durumlarda geniş deformasyon altında sabit yük üretebilmeleri gerekmektedir. Gerekli olan bu özellikler ise şekil hafızalı alaşımları geleneksel biyomedikal alaşımlarına (ör. Paslanmaz çelik, Ti6Al4V) göre çok daha avantajlı hale getirmektedir [26]. Şekil hafıza etkisi ve süperelastisite, şekil hafızalı alaşımları esnek ve daha küçük cerrahi aletler için elverişli duruma getirmektedir. Şekil hafızalı alaşımların endoskopik cerrahide kullanımı için yapılan çalışmalar 1990 yıllarına dayanmaktadır [43].

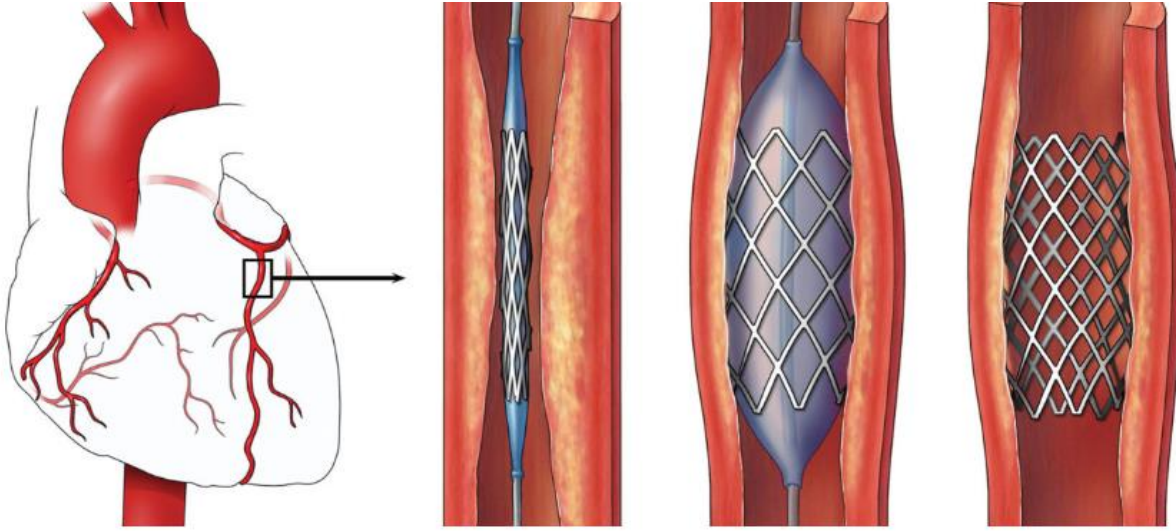
NiTi alaşımların genel cerrahide ilk kullanımlarından biri RITA (Radiofrequency Interstitial Tissue Ablation) cihazıdır. Bu cihaz ile dokulardan parça almak mümkün olmaktadır [28]. Diğer bir şekil hafızalı biyomedikal uygulama ise safra kanalı ve böbrek taşlarını çıkarmakta kullanılan Şekil 14 deki cihazdır. Bu aletlerde, şekil hafızalı alaşımların faz dönüşüm özelliğinden yararlanılarak tasarlanan aletler ile organ içindeki küçük taşlar alınabilmektedir. Şekil 14'te farklı şirketler tarafından ticarileştirilmiş cerrahi aletler görülmektedir.



Şekil 14: Safra kanalı ve böbrek taşlarını çıkarmakta kullanılan şekil hafızalı alaşımdan imal edilmiş cihaz [44]

Şekil hafızalı alaşımların diğer başarılı bir uygulaması ise kendiliğinden genişleyebilen damar stentleridir. NiTi stentler kardiyoloji de kullanılan en popüler şekil hafızalı alaşım

uygulamalarından biridir [45-46]. Şekil 15’de şekil hafızalı alaşımdan imal edilmiş bir damar stentinin uygulanması görülmektedir.

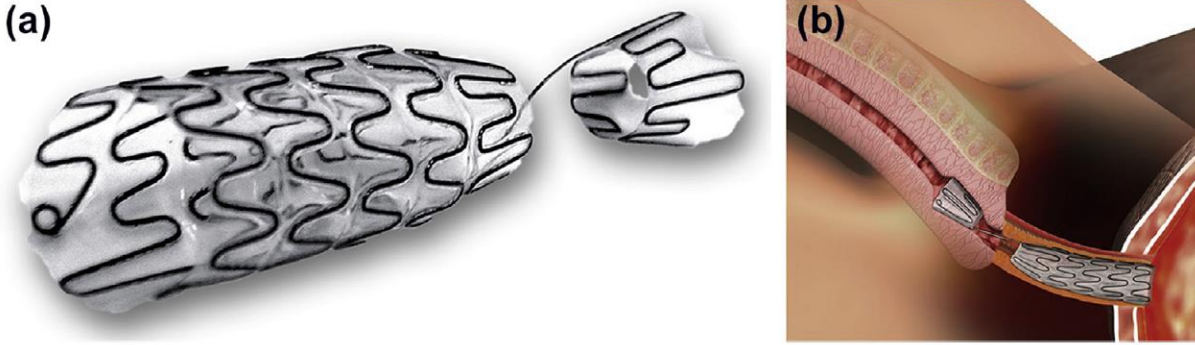


Şekil 15: Nitinol stent ve damar içi uygulanması [49]

Tıkanıklık olan bölgeye baloncuk vasıtasıyla büzülmüş olarak martenzit fazında yerleştirilen stent, vücut ısısı yardımı ile östenit fazına dönüştüğü zaman orijinal şeklini almakta ve genişlemektedir. Dolayısı ile tıkanıklık olan yer stent yardımı ile şekilde görüldüğü gibi açılmaktadır. Stent kullanım süresince vücut sıcaklığında kalacağından dolayı genişlemiş halini koruyacağından dolayı damar tıkanıklığı giderilmiş olacaktır [47-48].

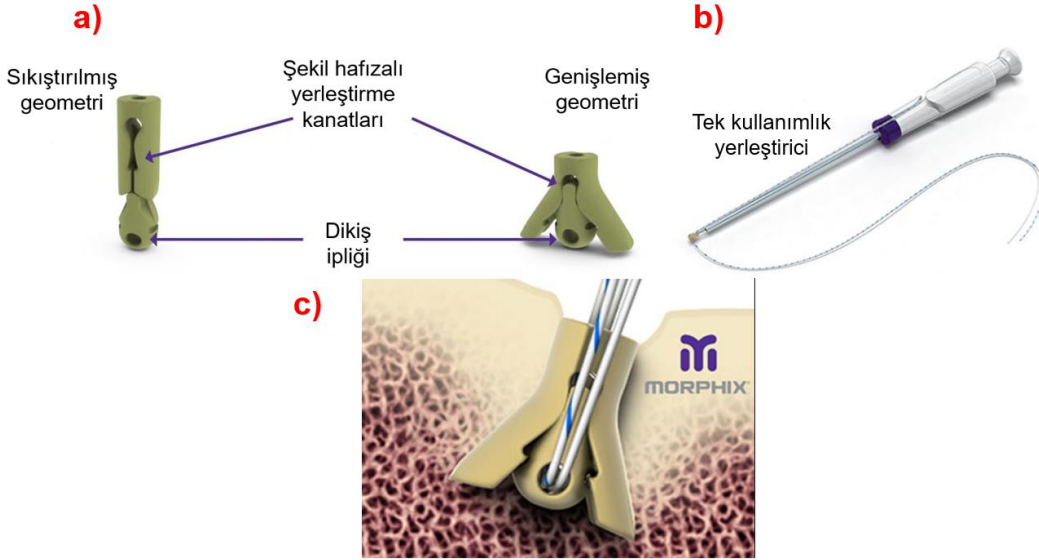
tıkanıklıkları tedavisinde kullanılabilir. Hastalar üzerinde yapılan çalışmalarda NiTi alaşımından üretilen üretral stentin hastaların tedavisinde etkili olduğu ve hastaların yaşam kalitesine katkı sağladığı bulunmuştur [51-52].

Şekil hafızalı alaşımların bir diğer stent uygulaması da ürolojide kullanılmaktadır. Şekil 16’ da görülen üretral stent esnek ve kıvrılabilir olma özelliğinden dolayı idrar yolu



Şekil 16: a) Üretral stentin görünümü ve b) üretral stentin uygulanma şematiği [50]

Şekil hafızalı alaşımlar ile tasarlanmış bir diğer biyomedikal alet ise Medshape şirketi tarafından ticarileştirilen ve Şekil 17’de görülen Morphix isimli dikiş kancasıdır [37]. Dikiş kancaları yırtılmış tendonları tekrar kemiğe tutturmak için kullanılan kancalardır [53].



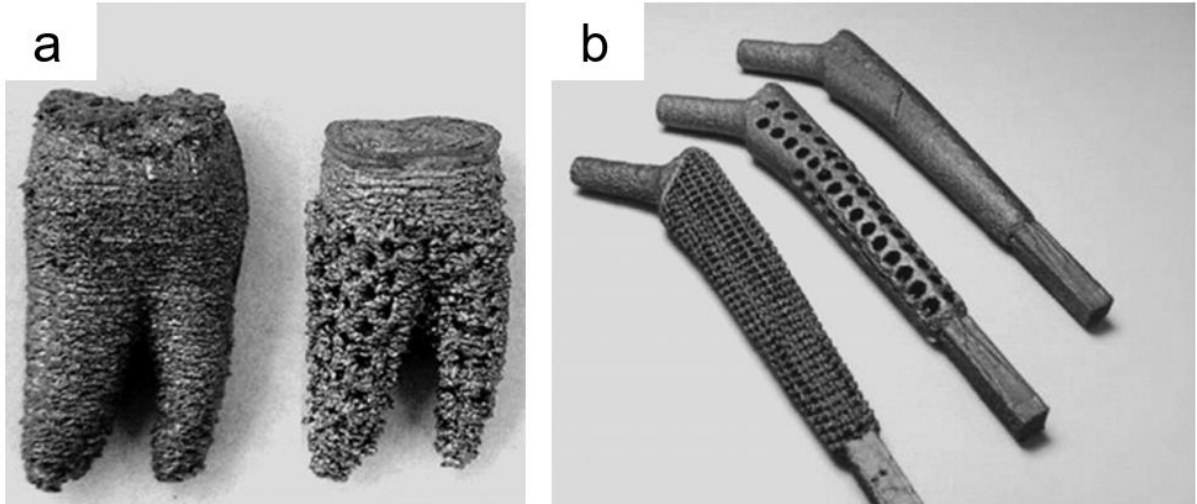
Şekil 17: Morphix dikiş kancası [37]

Cerrahi müdahaleden sonra iyileşmenin kısa zamanda başlayabilmesi için dikiş kancalarının kemikten çıkma mukavemetlerinin yüksek olması gerekmektedir. Aksi takdirde iyileşme uzayabilmektedir. Şekil 17’ de görülen şekil hafızalı alaşım kullanılarak tasarlanmış Morphix kancasının özelliği, sıkıştırılmış bir geometri ile kemiğe yerleştirilmesi ve böylece bu işlemin kolay olmasıdır. Kancanın kemiğe yerleştirilme aşamasında kancayı oluşturan malzemenin martenzit fazında olması gerekir. Daha sonra vücut ısısı ile sıcaklığı artan kanca şekilde gösterildiği gibi genişlemiş geometrisini kazanacak ve kanatları açılacaktır. Böylece basit bir geometrik değişim ile kancanın kemikten çıkması zorlaşacak ve çıkma mukavemeti artmış olacaktır. Bu basit yöntem yırtık tendon tedavisinde iyileşmeyi hızlandırmaktadır [53].

Daha öncede belirtildiği gibi, NiTi şekil hafızalı alaşımları, kemik ya da diş yerine implant olarak

kullanılabilmeleridir [54]. Şekil 1’ deki grafikte de görüldüğü gibi kemiğin mekanik davranışı ile NiTi alaşımının mekanik davranışı arasında önemli bir benzerlik bulunmaktadır. Bu benzerlikte NiTi şekil hafızalı alaşımlarının biyomekanik uyumunun oldukça yüksek olduğunu göstermektedir.

NiTi alaşımlarının kemik yerine implant olarak kullanılabilmelerinin önündeki en büyük kısıtlama ise kemik ve NiTi alaşımlarının farklı olan elastik modülleridir [54]. Bu kısıtlama da implant olarak kullanılacak şekil hafızalı alaşımların gözenekli olarak imal edilmesi ile aşılabilmektedir. Şekil 18’de NiTi alaşımından üretilmiş farklı gözeneklik miktarlarına sahip implantlar görülmektedir.



Şekil 18: Farklı gözeneklik oranlarında NiTi implantlar a) diş implantları ve b) kalça eklem implantları [55-57]

Bu yöntemde şekil hafızalı alaşımlar gözenekli olarak üretilmekte ve malzemedeki gözenek miktarı ayarlanarak alaşımın elastik modülü kemiğin elastik modülüne yaklaştırılabilmektedir. Böylece kullanılan implantlar gerçek kemiklere benzer mekanik özellikler gösterebilmektedir.

Özet olarak, şekil hafızalı alaşımlar üzerinde yapılan çalışmalar geçtiğimiz 20-30 yıl içinde oldukça hızlı bir şekilde artmış ve bunun sonucunda bu akıllı malzemeler biyomedikal dâhil birçok alanda yaygın olarak kullanılma potansiyeline sahiptir. Bu malzemeler üzerinde yapılan çalışmalar günümüzde de oldukça yoğun bir şekilde devam etmektedir. Şekil hafızalı

alaşımın endüstride yaygın olarak kullanılmasının önündeki en büyük engeller üretim zorluğu ve buna bağlı olarak artan maliyetleridir. Eğer bu dezavantajlar ortadan kaldırılabiliyor ise bu alaşımların kullanımı da aynı oranda artış gösterecektir.

Kaynaklar

[1] Wayman CM. and K. Otsuka. 1998. Shape Memory Materials. Cambridge University Press.

[2] Acar E, Ozbulut OE and Karaca HE. 2015. Experimental investigation and modeling of the loading rate and temperature dependent superelastic response of a high performance shape-memory alloy, Smart Mater. Struct., (24/7), 75020.

[3] Kaya I, Tobe H, Karaca HE, Acar E, and Chumlyakov YI, 2016. Shape Memory Behavior of [111]-Oriented NiTi Single Crystals After Stress-Assisted Aging, Acta Metall. Sin. (English Lett., (29 /3) 282–286.

[4] Karaca HE, Saghaian SM, Tobe H, Acar E, Basaran B, Nagasako M, Kainuma R, and Noebe RD. 2014. Diffusionless phase transformation characteristics of Mn75.7Pt24.3, J. Alloys Compd., (589), 412–415.

[5] Acar E. 2015. Dynamic mechanical response of a Ni45.7Ti29.3Hf20Pd5 alloy, Materials Science and Engineering A, (633) 169-175.

[6] Acar E, Karaca HE, Tobe H, Noebe RD and Chumlyakov YI. 2013. Characterization of the shape memory properties of a Ni45.3Ti39.7Hf10Pd5 alloy, J. Alloys Compd., (578) 297–302.

[7] Machado LG, Savi MA. 2002. Medical applications of shape memory alloys, Braz J Med Biol res (36 /6) 683-691.

[8] Duerig T, Pelton A, Stoeckel D. 1999 An overview of nitinol medical applications. Mater Sci Eng A (273-275),149-160.

[9] Es-Souni M, Fischer-Brandies H. 2005 Assessing the biocompatibility of NiTi shape memory alloys used for medical applications. Anal Bioanal Chem (381),557-567.

[10] Ryhanen J. 2000. Biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory metal alloy [Ph.D. dissertation]. Faculty of Medicine, Department of Surgery, University of Oulu.

[11] Wever D, Veldhuizen A, Sanders M, Schakenraad J, Van Horn J. 1997. Cytotoxic, allergic and genotoxic activity of a nickel-titanium alloy. Biomaterials (18),1115-120.

[12] Guidoin R, Zhang Z, Dionne G, Douville Y, King M, Legrand A, et al. 2005. Corrosion of the nitinol wire of endovascular prostheses: does nickel ion impair the devices performance? In: Medlin D, Helmus M, editors. Medical device materials II e proceedings of the materials and processes for medical devices conference St. Paul, MN; 284-289.

[13] Barcelos AM, Luna AS, de Assis Ferreira N, Braga AV, do Lago DC, de Senna LF. 2012. Corrosion evaluation of orthodontic wires in artificial saliva solutions by using response surface methodology. Mater Res(16),50-64.

[14] Krishna BV, Bose S, Bandyopadhyay A. 2007. Laser processing of net-shape NiTi shape memory alloy. J Metal Mater Trans A (38),1096–1103.

[15] Shabalovskaya S, Anderegg J, Van Humbeeck J. 2008. Critical overview of nitinol surfaces and their modifications for medical applications. Acta Biomater (4),447-467.

[16] Acar E, Oktay T.2018. Havacılık ve uzay uygulamalarında şekil hafızalı alaşımlar, Niğde Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, (7 /1), 335-349.

[17] Robertson S, Pelton A, Ritchie R. 2012. Mechanical fatigue and fracture of nitinol. Int Mater Rev (57/1),1-37.

[18] Hornbogen E. 2004. Review thermo-mechanical fatigue of shape memory alloys. J Mater Sci (39/2), 385-399.

[19] Pelton A. 2011. Nitinol fatigue: a review of microstructures and mechanisms. J Mater Eng Perform (20/(4-5),613-617.

[20] Petrini L, Dordoni E, Wu W, Guala C, Silvestro C, Migliavacca F, et al. 2013. Fatigue resistance of nitinol peripheral stents. In: 6th ECCOMAS conference on smart structures and materials (SMART2013), Politecnico di Torino, 24-26.

[21] Thompson SA. 1999. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. Int Endod J 33, 297-310.

[22] Method and system for orthodontic moving of teeth. 1973. Patent US 4037324.

[23] Petrini L, Francesco M, 2011. Biomedical applications of shape memory alloys, Journal of Metallurgy, 501483.

[24] Kujala S, Ryhänen J, Järmsä T et al.. 2002. Bone modeling controlled by a nickel-titanium shape memory alloy intramedullary nail. Biomaterials, (23/12) ,2535–2543.

[25] Torrisi L and Di Marco G. 2000. Physical characterization of endodontic instruments in NiTi alloy, in Proceedings of the International Symposium on Shape Memory Materials, Materials Science Forum, (327),75–78.

[26] Auricchio F, Boatti E, Conti M. 2015. SMA biomedical applications, Shape Memory Alloy Engineering, Butterworth-Heinemann.

[27] Montenegro-Santillan R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Faus-Llacer V.2013. An in vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper universal and GT series X files. Med Oral Patol Oral Cir Bucal (18/3),e533536.

[28] Pelton, Stockel, Duerig TW. 2000. Medical uses of nitinol. Mater Sci Forum (327-328),63-70.

[29] VVA. 1990. In: Duerig TW, editor. Engineering aspects of shape memory alloys. Butterworth-Heinemann Limited.

[30] Tarnita D, Tarnita D, Bolcu D. 2011. In: Fazel-Rezai R, editor. Biomedical engineering e from theory to applications.

[31] Dai KR, Hou XK, Sun YH, Tang RG, Qiu SJ, Ni C. 1993. Treatment of intra-articular fractures with shape memory compression staples. Injury (24/10),651-655.

[32] Lekston Z, Stroz D, Drusik-Pawlowska M.2012. Preparation and characterization of nitinol bone staples for cranio-maxillofacial surgery. J Mater Eng Perform 21,2650-2656.

[33] Shape memory alloy staple. 1999. Patent EP 1173102 B1.

[34] Youyi C. 2001. Orthopedic application of NiTi shape memory alloys in China. In: SMST-2000: proceedings of the international conference on shape memory and superelastic technologies.

[35] Intramedullary nail to be inserted into a fractured long bone. 2008. Patent EP 2133034 A1.

- [36] Kujala S, Ryhanen J, Jamsa T, Danilov A, Saaranen J, Pramila A, et al. 2002. Bone modeling controlled by a nickel-titanium shape memory alloy intramedullary nail. *Biomaterials* (23/12),2535-2543.
- [37] MedShape www.medshape.com. (Consultation: February 2013).
- [38] Kim D, Eun J, Park J. 2012. Posterior cervical fixation with a nitinol shape memory loop for primary surgical stabilization of atlantoaxial instability: a preliminary report. *J Korean Neurosurg Soc* (52),21-26.
- [39] Sanchez Marquez J, Sanchez Perez-Grueso F, Fernandez-Baillo N, Gil Garay E. 2012. Gradual scoliosis correction over time with shape-memory metal: a preliminary report of an experimental study. *Scoliosis* ,(7/1).
- [40] Kuong E, Cheung K, Samartzis D, Yeung K, Luk K. 2012. Superelastic rods: the future of scoliosis curve correction. *J Bone Joint Surg Br* (94)102.
- [41] Wang Y, Zheng G, Zhang X, Zhang Y, Xiao S, Wang Z. 2011. Temporary use of shape memory spinal rod in the treatment of scoliosis. *Eur Spine J* ,(20),118-122.
- [42] Kianzad S, Amini A, Karkouti S. 2011. Force control of laparoscopy grasper using antagonistic shape memory alloy. In: 2011 1st Middle East conference on biomedical engineering, MECBME 2011, Sharjah; pp. 335-338.
- [43] Cuschieri A. 1991. Variable curvature shape-memory spatula for laparoscopic surgery. *Surg Endosc*(;5), 179-181.
- [44] 2018. (<https://www.cookmedical.com/urology/our-history-nitinol-stone-extractors/>)
- [45] Costamagna G, Tringali A, Spicak J, Mutignani M, Shaw J, Roy A, et al. 2012. Treatment of malignant gastroduodenal obstruction with a nitinol self-expanding metal stent: an international prospective multicentre registry. *Dig Liver Dis* (44),37-43.
- [46] Rossi P, Bezzi M, Rossi M, Adam A, Chetty N, Roddie M, et al. 1994. Metallic stents in malignant biliary obstruction: results of a multicenter European study of 240 patients. *J Vasc Interv Radiol* (5),279-285.
- [47] Talreja J, Eloubeidi M, Sauer B, Al-Awabdy B, Lopes T, Kahaleh M, et al. 2012. Fully covered removable nitinol self-expandable metal stents (SEMS) in malignant strictures of the esophagus: a multicenter analysis. *Surg Endosc* (269),1664-1669.
- [48] Kujawski K, Stasiak M, Rysz J. 2012. The evaluation of esophageal stenting complications in palliative treatment of dysphagia related to esophageal cancer. *Med Sci Monit* (18), 323-329.
- [49] 2018. (<http://centralgaheart.com/need-know-heart-stent/>)
- [50] Allium Medical Solutions Ltd. www.allium-medical.com. (Consultation: May 2013).
- [51] Matsuzaki A, Morita T, Tokue A, Kobayashi Y. 2004. Clinical study of intraurethral stent (MEMOKATH") for prostatic hyperplasia e study of the changes in uroflowmetry and international prostate symptom score in the early phase after insertion of the stent. *Nishinohon J Urol* (66), 637-643.
- [52] Muller B, Deyhle H, Mushkolaj S, Wieland M. 2009. The challenges in artificial muscle research to treat incontinence. *Swiss Med Wkly* (139),591-595.
- [53] Yakachi CM, Griffis J, Paikalova M, Gall K. 2008. Bearing area: A new indication for suture anchor pullout strength?. *Journal of Ortopaedic Research*. (27/8), 1048-1054.
- [54] Elahinia ME, Hashemi M, tabesh M. 2012. Manufacturing and processing of NiTi implants: A review, progress in *Materials Science*, (57), 911-946.
- [55] Chahine G, Koike M, Okabe T, Smith P, Kovacevic R. 2008. The design and production of Ti-6Al-4V ELI customized dental implants. *JOM* (60),50-55.
- [56] Upadhyaya GS. 2002. Powder metallurgy technology. Cambridge International Science Publishing; 68-117 [chapters 6 and 7].
- [57] Harrysson O, Cansizoglu O, Marcellin-Little D, Cormier D, West H. 2008. Direct metal fabrication of titanium implants with tailored materials and mechanical properties using electron beam melting technology. *Mater Sci Eng C* (28),366-373.